

Application Note AN-EC-034

# Ionenselektive Elektroden auf Basis der Siebdrucktechnologie

Grundlagen und Tipps für den Einsatz ionenselektiver potentiometrischer Festkörpersensoren auf der Basis von Siebdruckelektroden

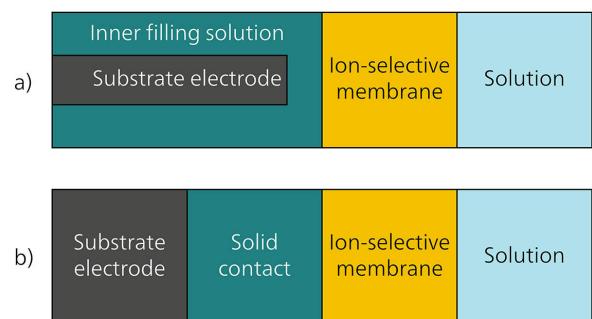
Die Potentiometrie hat eine lange geschichtliche Entwicklung hinter sich, von den Studien von Galvani und Volta im späten 18. Jahrhundert bis zur ersten potentiometrischen Titration, die 1893 von Robert Behrend entwickelt wurde. Doch erst in den 1960er Jahren wurde die so genannte moderne Potentiometrie geboren. In nur einem Jahrzehnt wurden auf der Grundlage der Arbeiten von Ross [1] und Bloch [2] die ersten Membranelektroden entwickelt, die entweder auf einem flüssigen Ionenaustauscher oder auf Flüssigpolymeren

basierten. Heutzutage ist die Potentiometrie eine analytische Standardtechnik zum Nachweis relevanter Ionen, die in klinischen Labors häufig eingesetzt wird. Die Verwendung von Flüssigmembranen begünstigt die Entwicklung von Sensoranordnungen, die im Vergleich zu Glasmembranen eine große Anzahl von Ionen nachweisen können. Dies macht sich die Siebdrucktechnik zunutze und bietet Miniaturisierung und Portabilität, zwei wesentliche Merkmale für die "Point-of-Care"-Analyse.

## MESSPRINZIP

Die Potentiometrie ist eine elektrochemische Methode zur Messung des elektrischen Potentials oder der Spannung einer elektrochemischen Zelle, die aus zwei Elektroden besteht: einer Arbeits- und einer Referenzelektrode. Das Potential der Referenzelektrode bleibt konstant, während sich das Potential der Arbeitselektrode proportional zur Analytkonzentration in der Probe ändert. Das relative Potential zwischen den beiden Elektroden wird im stromlosen Zustand gemessen, wobei die mit diesen Sensoren angewandte elektroanalytische Technik als Open Circuit Potentiometry (OCP) bezeichnet wird.

Die klassischen ionenselektiven Elektroden (ISE), die zu Beginn des 20. Jahrhunderts entwickelt wurden, bestanden aus einer Membran (als Sensorphase), die mit einer internen Lösung in Kontakt stand, um ein Flüssigkontakt-Interface zu bilden. Erst 1971 wurde die erste ISE ohne interne Lösung von Hirata und Dato [3] vorgeschlagen, gefolgt von Cattrall und Freiser [4] ein Jahr später. Diese neuartigen Sensoren basieren auf einer Festkörperschicht zwischen der Membran und dem leitenden Substrat als Kontaktierung (Abbildung 1), die Cadogan et al. [5] 1992 als "Ion-to-Electron Transducer Layer" bezeichnete.



**Abbildung 1.** Illustrierte Grafik einer ISE mit a) einem Flüssigkontakt-Interface und b) einem Festkontakt-Interface. Beide Versionen zeigen den am häufigsten verwendeten Aufbau bei der Entwicklung ionenselektiver Elektroden.

## MESSPRINZIP

Der vollständige Reaktionsmechanismus wurde an anderer Stelle ausführlich beschrieben [6], aber das analytische Signal ist bei beiden Arten von ISEs (d. h. mit Flüssigkeits- oder Festkörperkontakt) identisch - die Summe der Phasengrenzflächen-Potentiale. In der

Praxis folgt das analytische Signal je nach Art des gemessenen Ions der Nernst-Gleichung, die, vereinfacht bei 25 C und unter Anwendung eines gemeinsamen Logarithmus, zu folgender Gleichung führt:

$$E_{meas} = K + \frac{0.05916}{z_A} \log(a_A)$$

---

### Gleichung 1.

## MESSPRINZIP

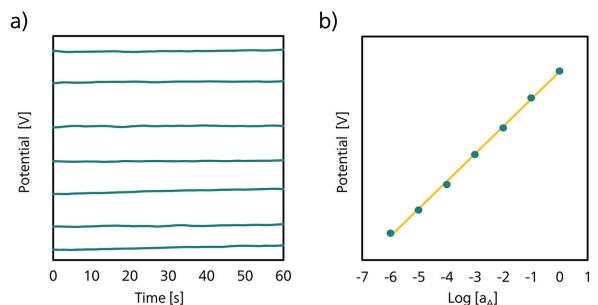
Dabei ist  $K$  eine Konstante,  $z_A$  die Ladung des Analyt-Ions  $A$ , die entweder positiv (Kation) oder negativ (Anion) sein kann, und  $a_A$  die Aktivität des Ions in der Lösung. Dieses gemessene Potential ( $E_{meas}$ ) ist das

analytische Signal, das bei Messungen mit ISEs in der OCP beobachtet werden kann, bei der das Potential über die Zeit überwacht wird.

## MESSPRINZIP

Abbildung 2 zeigt ein typisches OCP-Signal, wobei  $E_{meas}$  das Plateau ist, das nach einigen Sekunden erreicht wird, wenn die ISE das Gleichgewicht erreicht. Dieses Potential bleibt konstant und sein Wert ist linear proportional zum Logarithmus der Konzentration des Analyt-Ions in Gleichung 1 (d. h.  $\log [a_A]$ ).

Obwohl die Nernst-Gleichung keine Limits hat und gut mit dem linearen Teil des Kalibrierdiagramms (Abbildung 2b) korreliert, haben reale Sensoren zwei praktische Grenzen. Elektroden erreichen ihre untere Grenze bei einer niedrigen Analytkonzentration und reagieren nicht mehr, da keine Potentialänderungen mehr zu beobachten sind. Die obere Grenze kann erreicht werden, wenn die Elektroden für hohe Ionenaktivitäten unempfindlich werden, was zu einem Plateau führt.

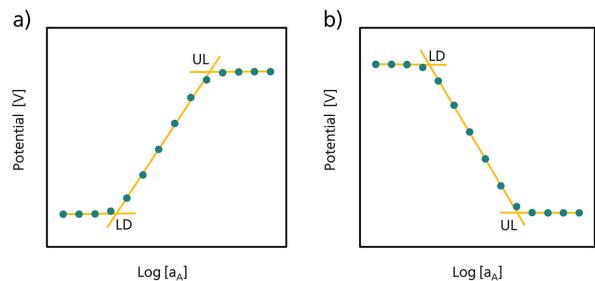


**Abbildung 2.** a) In der OCP beobachtete experimentelle Daten und b) ein Kalibrierdiagramm, das bei der Darstellung des gemessenen Potentials gegen den Logarithmus der Aktivität des Analyt-Ions erhalten wurde.

Zur Berechnung beider Grenzwerte empfiehlt die IUPAC, dass der untere Grenzwert (definiert als Nachweisgrenze) und der obere Grenzwert die Schnittpunkte des extrapolierten mittleren linearen Segments und der begrenzenden unteren bzw. oberen Aktivitätsreaktion sind [7]. In Anbetracht der Tatsache, dass sich das Vorzeichen der Steigung je nach Art des gemessenen Ions ändern kann, zeigt **Abbildung 3** beide Arten von experimentellen Kalibrierkurven, die typischerweise mit kationisch oder anionisch selektiven Elektroden beobachtet werden und deren entsprechenden Grenzwerte.

Die analytische Leistungsfähigkeit von ionenselektiven Elektroden wird durch ihre Membraneigenschaften bestimmt. Wie der Name schon sagt, besteht der Hauptvorteil dieser Elektroden darin, dass sie eine hohe Selektivität aufweisen. Daher darf die Membranzusammensetzung idealerweise nur auf ein bestimmtes Ion - entweder ein Kation oder ein Anion - reagieren.

Obwohl die pH-Glaselektrode 1906 von Cremer [8] erfunden wurde, dauerte es weitere 60 Jahre, bis Frant und Ross [9] die erfolgreichste Festkörper-Kontakt-ISE erfanden - die Fluorid-ISE aus einem LaF<sub>3</sub>-Einkristall. Im selben Jahr entwickelten Stefanac und Simon [10] die Kalium-ISE unter Verwendung von Valinomycin als neutralem Ionophor in einer plastifizierten Membran. Beide Ansätze wurden schnell zum Standard der Festkörperkontakt-ISE-



**Abbildung 3.** Erweiterte Kalibrierdiagramme, die mit a) Kationen und b) Anionen erhalten wurden, zusammen mit der jeweiligen Untergrenze (bezeichnet als Nachweisgrenze, LD) und Obergrenze (UL), die auf beiden Diagrammen markiert sind.

Entwicklung und erweiterten die Möglichkeiten für weitere erfolgreiche Entwicklungen auf der Grundlage dieser Aufbauten.

Im Allgemeinen muss die hergestellte plastifizierte Membran einen reversiblen Ionen-/Elektronentransfer aufweisen und in wässrigen Medien sehr stabil sein, um ein Auslaugen von Membranbestandteilen zu vermeiden [11]. Bei Festkörper-ISEs ist die Membran in der Regel ein Polymer auf PVC-Basis, das in der Regel durch Verdampfen eines Cocktails aus mehreren in bekannten Verhältnissen gemischten Komponenten hergestellt wird. Eine typische Rezeptur besteht aus der Polymermatrix (mit oder ohne Weichmacher), einem Ionophor und einem lipophilen ionischen Zusatzstoff zur Senkung des elektrischen Widerstands.

**Tabelle 1.** Bestandteile, die in klassischen Rezepten für potentiometrische Festkörperelektroden üblich sind.

**Akronyme:** BPA: Bis(1-butylpentyl)adipat, CHA: Cyclohexanon, DBS: Dibutylsebacat, DOS: Diocetylsebacat, KTCPB: Kaliumtetrakis(4-chlorphenyl)borat, NaTPB: Natriumtetraphenylborat, NaTFPB: Natriumtetrakis(4-fluorphenyl)borat-Dihydrat, O-NPOE: 2-Nitrophenyloctylether, PVC: Polyvinylchlorid, THF: Tetrahydrofuran

Komponente	Beispiele
Lösungsmittel	CHA, THF
Polymermatrix	PVC
Weichmacher	BPA, DOS, O-NPOE
Lipophiler ionischer Zusatzstoff	KTCPB, NaTPB, NaTFPB
Ionophor	Siehe Referenzen. [12–14]

## PRINZIP DER SELEKTIVITÄT

Abgesehen von den physikalischen und chemischen Eigenschaften, die mit der Struktur der Polymermatrix selbst zusammenhängen, ist der wichtigste Bestandteil des "Cocktails" (Tabelle 1) das Ionophor, welches der fertigen Elektrode Selektivität verleiht. Die Art des Ionophors hängt von der Art des Kations oder Anions ab, das quantifiziert werden soll. Ursprünglich wurden zur Entwicklung dieser Sensoren in der Regel Ionenaustauscher verwendet, die jedoch keine Ionenerkennungsfunktion haben, da ihre Selektivität der Hofmeister-Reihe folgt. Ein klassisches und erfolgreiches Beispiel hierfür ist die 1967 von Ross entwickelte Ca-Ionen-Elektrode [1]. Der Kationenaustauscher basiert auf einem Ionenaustauschverfahren und ist ein aliphatischer Diester der Phosphorsäure, dessen Phosphatgruppe eine starke Affinität zu Ca-Ionen aufweist.

Der Begriff "Ionophor" entstand später in den 1960er Jahren und bezeichnet chemische Verbindungen, die Ionen reversibel binden und transportieren.

Ionophore können natürlich oder synthetisch sein und enthalten in der Regel ein hydrophiles Zentrum, das mit den Ionen interagiert, und einen hydrophoben Teil, der mit der Membran interagiert. Ein Beispiel für ein erfolgreiches natürliches Ionophor ist Valinomycin, ein neutrales Trägermolekül, das aufgrund seines Hohlraums mit sehr ähnlichen Abmessungen wie K<sup>+</sup> selektiv Kaliumionen bindet. Viele synthetische Ionophore werden entwickelt, um ein ähnliches Verhalten wie Valinomycin nachzuahmen. Nach jahrelanger Entwicklungsarbeit wurde eine Vielzahl unterschiedlicher Strukturen hergestellt, die von makrozyklischen Spezies (z. B. Kronenether, Kryptanden und Calixarenen) bis hin zu Chelatbildnern auf der Grundlage metallorganischer Moleküle oder sogar einfachen organischen Verbindungen reichen, die ebenfalls ionophorische Eigenschaften aufweisen (z. B. Phenole). Selektivität und Stabilität sind die wichtigsten Faktoren bei der Auswahl eines Ionophors.

Obwohl sie für ihre gute Selektivität bekannt sind, sind ionenselektive Elektroden nicht ideal – es kann zu Interferenzen kommen, wenn der Sensor auf die Anwesenheit anderer Ionen reagiert. Die Nernst-Gleichung (**Gleichung 1**) geht davon aus, dass  $E_{meas}$  nur auf die Reaktion der Elektrode auf ein bestimmtes Ion bezogen ist. Berücksichtigt man die Existenz anderer Ionen, die ebenfalls in derselben Probe

vorhanden sein können, muss eine neue Gleichung verwendet werden.

Betrachtet man das störende Ion als  $B$ , seine entsprechende Aktivität als  $A_B$  und seine Ladung als  $z_B$ , kann man einen Selektivitätskoeffizienten ( $K_{A,B}$ ) einbeziehen, was zur Erweiterung der Nernst-Gleichung zur empirischen Nicolsky-Eisenman-Gleichung führt (**Gleichung 2**):

$$E_{meas} = K + \frac{0.05916}{z_A} \log \{a_A + K_{A,B}^{pot} (a_B)^{z_A/z_B}\}$$

where

$$K_{A,B}^{pot} = \frac{a_A}{(a_B)^{z_A/z_B}}$$

---

### **Gleichung 2.**

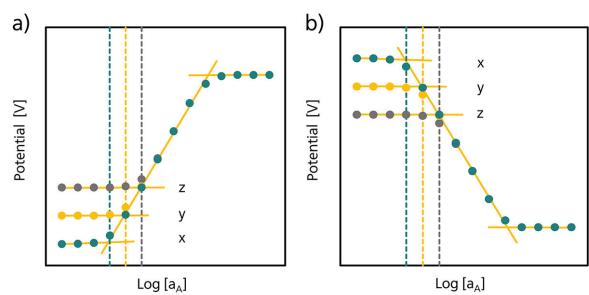
Der Selektivitätskoeffizient einer bestimmten ISE kann als numerischer Wert definiert werden, der angibt, wie gut die Sensormembran ein bestimmtes störendes Ion im Vergleich zum Analyt-Ion unterscheiden kann. Er wird als  $K^{pot}_{A,B}$  bezeichnet, wobei  $A$  das Analyt-Ion und  $B$  das störende Ion ist. Wenn ein Sensor auf beide Ionen ähnlich reagiert, ist  $K^{pot}_{A,B} = 1$ , d. h. es wird keine Selektivität erreicht.

Wenn die Selektivitätskonstante  $< 1$  ist, ist die Membran für das Analyt-Ion selektiver. Ist dieser Wert jedoch  $> 1$ , ist die ISE selektiver für das störende Ion. Je kleiner der  $K^{pot}_{A,B}$ -Wert ist, desto weniger Einfluss hat das Störion auf das gemessene Potential  $E_{meas}$ . Wenn z. B.  $K^{pot}_{A,B} = 10^{-3}$  ist, reagiert die ISE 1000-mal stärker auf Ion A (Analyt) als auf Ion B (Interferenz).

## BEWERTUNG DER SELEKTIVITÄT

Die experimentellen Daten bei Anwesenheit eines störenden Ions sind in **Abbildung 4** dargestellt, wobei je nach Stärke der Störung drei verschiedene Situationen gegeben sind. Je stärker die Störsubstanz gegen die Membran wirkt, desto höher ist die Nachweisgrenze (LD), so dass sich der messbare Analysebereich verkürzt.

Es gibt verschiedene Protokolle zur Berechnung von Selektivitätskoeffizienten gemäß den IUPAC-Empfehlungen, die auch mit Sensoren funktionieren, bei denen keine Nernst'sche, sondern eine lineare Reaktion erzielt wird [15]. Die Diskussion über die Selektivität und die Nachweisgrenze wird an anderer Stelle ausführlich behandelt [16]. Ihre Werte müssen bei der Analyse realer Proben sorgfältig berücksichtigt werden, da in der Regel störende Ionen vorhanden sind, so dass der lineare Bereich je nach Probenmatrix beeinträchtigt werden kann.



**Abbildung 4.** Experimentelle Daten für a) Kationen und b) Anionen bei fehlenden (x), schwachen (y) oder starken (z) Interferenzen.

## MINIATURISIERUNG UND PORTABILITÄT

Festkörper-ISEs sind intern lösungsfrei und verwenden ein leitendes Polymer oder Nanostrukturen (z. B. Nanodrähte, Nanopartikel oder Nanoröhren) als festen Kontakt unter der ionenselektiven Membran oder Referenzmembran. Dies ermöglicht die Miniaturisierung von ISEs, was die Tragbarkeit erleichtert und die Entwicklung von Handgeräten ermöglicht (**Abbildung 5**). Die Arbeit mit tragbaren Potentiostaten ermöglicht Messungen vor Ort, während die Verwendung von ionenselektiven siebgedruckten Elektroden die Ionenquantifizierung auch dann ermöglicht, wenn komplizierten Szenarien oder Umstände vorliegen, in denen herkömmliche Sensoren nicht ausreichend gereinigt werden können und daher ausgetauscht werden müssen.

Mittels Siebdrucktechnik entwickelte Sensoren bieten neue Möglichkeiten für In-situ-Messungen, da nur ein sehr kleines Probenvolumen erforderlich ist. Dies ist vorteilhaft, wenn die Proben teuer oder knapp sind. Beispiele für solche Anforderungen finden sich in den Bereichen Umwelt, Biotechnologie, Qualitätskontrolle, Industrie und insbesondere in der biomedizinischen Forschung.

Darüber hinaus erfordern diese Sensoren keine Wartung oder komplexe Vorbehandlung, wie sie bspw. bei der Verwendung nicht tragbarer optischer Geräte erforderlich ist.

Siebgedruckte ionenselektive Sensoren müssen nicht gereinigt werden und können nach Abschluss des Tests entsorgt werden, was ihre Verwendung für zahlreiche Zwecke erleichtert. Sie sind besonders praktisch für die Analyse gefährlicher Proben.



**Abbildung 5.** Beispiel für einen neuartigen tragbaren Aufbau, bei dem eine miniaturisierte ionenselektive Siebdruckelektrode mit einem tragbaren Potentiostaten für Messungen vor Ort verwendet wird.

Für die Arbeit mit ionenselektiven SPEs von Metrohm DropSens sind im Folgenden einige Tipps aufgeführt, die dem Anwender helfen, gute Ergebnisse zu erzielen. Einige Ratschläge mögen offensichtlich erscheinen, sind aber dennoch wichtig für eine gute Laborpraxis. Typische Ionen, die von diesen Sensoren detektiert werden können, werden in den folgenden Abschnitten als Beispiel verwendet.

**Verwenden Sie Lösungen mit einer bekannten Menge des Analyten, um das Kalibrierdiagramm zu erstellen.** Dies kann erreicht werden, indem man die richtige Menge des Analyten abwiegt und in einem bekannten Volumen an Reinstwasser auflöst oder indem man den richtigen Standard für den gewünschten Sensor kauft. Im Falle von bspw.  $\text{Na}^+$ - und  $\text{K}^+$ -ionenselektiven SPEs werden Standardlösungen von  $\text{NaCl}$  bzw.  $\text{KCl}$  verwendet. Mit Standards, die auf der Basis dieser Reagenzien hergestellt wurden, lassen sich leicht gute Kalibrierdaten erzielen. Andere Sensoren aus dem Metrohm DropSens-Katalog verwenden ebenfalls Chlorid als Gegenion im Salz, um deren analytische Leistungsfähigkeit zu untersuchen.

**Bereiten Sie Standardlösungen mit einer Konzentration des Analyten vor, die innerhalb des linearen Bereichs der Sensoren liegen.** Berücksichtigen Sie für jede entwickelte Anwendung den linearen

Im Gegensatz zu größeren herkömmlichen Sensoren mit Flüssigkeitskontakt ermöglicht die Entwicklung von potentiometrischen Sensoren mit Festkontakt auf Basis der Siebdrucktechnologie eine Miniaturisierung, die in vielen Industrie- und Forschungsbereichen einen entscheidenden Vorteil darstellt. Aufgrund ihres geringen Energieverbrauchs, der niedrigen Kosten und der benutzerfreundlichen Bedienbarkeit sind ionenselektive Siebdruckelektroden nicht nur in der Lage, sowohl positiv als auch negativ geladene Ionen zu detektieren, sondern eignen sich auch sehr gut für praktische Anwendungen bei Point-of-Care-Tests.

Bereich des verwendeten Sensors. Diese Angaben finden Sie in der Broschüre, die jedem Sensor von Metrohm DropSens beiliegt. Bei den  $\text{K}^+$ -ionenselektiven SPEs reicht der lineare Bereich von  $10^{-6}$  bis 1 mol/L, bei den  $\text{Na}^+$ -Sensoren von  $10^{-4}$  bis 1 mol/L. Eine Linearität mit potentiometrischen Sensoren kann nur erreicht werden, wenn das gemessene Potenzial (als analytische Reaktion) gegen den Logarithmus der gemessenen Analytkonzentration dargestellt wird. In einer typischen Darstellung wird das Potential gegen den Exponenten der getesteten Konzentration aufgetragen, wie zuvor gezeigt.

**Es wird empfohlen, jede Lösung dreifach zu messen,** um genügend Daten zur Beurteilung der Präzision der Elektroden zu erhalten. Dies ist eine allgemeine Empfehlung für alle gekauften Sensoren, nicht nur für ionenselektive SPEs. Metrohm DropSens-Elektroden gewährleisten eine Präzision von 10% bei  $\text{Na}^+$ - und  $\text{K}^+$ -ionenselektiven SPEs.

Generell gilt: **Genauigkeit und Präzision hängen immer von den untersuchten Lösungen ab.** Wenn die Ziellösung Matrixeffekte aufweist, können sich die Genauigkeit und Präzision der Elektroden aufgrund der Beschaffenheit der Lösung selbst ändern. Die Reaktion des Sensors muss immer mit der Ziellösung getestet werden, da manchmal ein Korrekturfaktor

In Anbetracht der Bedeutung, die potentiometrische Sensoren heutzutage haben (was sich in gängigen Beispielen wie Kalium-, Calcium- oder Fluorid-ISEs widerspiegelt), ist es interessant zu verstehen, wie diese Art von Elektroden funktionieren, wie ihre analytische Leistungsfähigkeit bewertet wird und was sie den Benutzern bieten können. Auf diese Weise wird ein umfassenderes Verständnis dieser Sensoren mit verschiedenen praktischen Tipps vermittelt, die den Analytikern den Zugang zu diesen Elektroden erleichtern und ihnen bei der Entwicklung ihrer eigenen Anwendungen helfen.

## REFERENZEN

1. Atwood, D. A.; Yearwood, B. C. The Future of Aluminum Chemistry. *Journal of Organometallic Chemistry* **2000**, *600* (1–2), 186–197. [DOI:10.1016/S0022-328X\(00\)00147-9](https://doi.org/10.1016/S0022-328X(00)00147-9)
2. Paz Martínez-Viademonte, M.; Abrahami, S. T.; Hack, T.; et al. A Review on Anodizing of Aerospace Aluminum Alloys for Corrosion Protection. *Coatings* **2020**, *10* (11), 1106. [DOI:10.3390/coatings10111106](https://doi.org/10.3390/coatings10111106)
3. Zumdahl, S. S. *Introductory Chemistry*, 5th edition.
4. Spira, N. *Aluminum Oxidation: Does Aluminum Rust?* Kloeckner Metals Corporation. <https://www.kloecknermetals.com/blog/aluminum-oxidation-is-aluminum-corrosion-resistant/> (accessed 2024-06-03).
5. Keijzer, M. *PICKLING, AN EXCELLENT SURFACE TREATMENT FOR ALUMINIUM*; Technical bulletin TB 2004/17; Vecom, 2004.
6. *How does Anodizing Increase Corrosion Resistance?* <https://www.anoplate.com/news-and-events/how-does-anodizing-increase-corrosion-resistance/> (accessed 2024-06-03).
7. Dorigotti, D. *Anodising Aluminium: Everything You Need to Know*. Dragon Metal Manufacturing, 2023.

## VERWANDTE DOKUMENTE

**Blogbeitrag:** Ionenselektive Elektroden: Allgemeine Tipps - Teil 1

**Blogbeitrag:** Ionenselektive Elektroden: Standardaddition und Direktmessung - Teil 2

**WP-062EN:** Schwierigkeiten bei der Ionenmessung überwinden: Tipps für Standardaddition und Direktmessung

## CONTACT

Metrohm Schweiz AG  
Industriestrasse 13  
4800 Zofingen

info@metrohm.ch

## KONFIGURATION



Eigenständiges, auf Ihre Endanwendung zugeschnittenes elektrochemisches Lesegerät DropStat Plus ist ein individualisiertes elektrochemisches Lesegerät für Forscher, die erfolgreich einen elektrochemischen Sensor entwickelt haben, um unmittelbare Resultate auf Basis eines optimierten Verfahrens zu erhalten. Das Gerät mit Touchscreen, Lithium-Ionen-Akku und der Möglichkeit zur drahtlosen Datenübertragung kann bis zu 3 Methoden und bis zu 8 Kalibrierungen pro Methode speichern. Es kann ideal als OEM- oder Eigenmarken-Gerät ausgeführt werden.



**Mit Calcium-Ionophor modifizierte Dickfilmelektroden aus Kohlenstoff**  
Einweg-Dickfilmelektroden basieren auf einem Calcium-Ionophor für die selektive Detektion dieses Ions. Empfohlen für das Arbeiten mit Mikrovolumen und ideal geeignet für dezentrale und In-situ-Analysen.



**Mit Kupfer-Ionophor modifizierte Dickfilmelektroden aus Kohlenstoff**  
Einweg-Dickfilmelektroden basieren auf einem Kupfer(II)-Ionophor für die selektive Detektion dieses Ions und werden für die Arbeit mit Mikrovolumen empfohlen. Sie sind ideal geeignet für dezentrale und In-situ-Analysen.



#### **Mit Ammonium-Ionophor modifizierte**

#### **Dickfilmelektroden aus Kohlenstoff**

Diese Einweg-Dickfilmmelektroden basieren auf einem Ammonium-Ionophor für die selektive Detektion dieses Ions, werden für die Arbeit mit Mikrovolumen empfohlen und eignen sich ideal für dezentrale und In-situ-Analysen.



#### **Mit Natrium-Ionophor modifizierte**

#### **Dickfilmmelektroden aus Kohlenstoff**

Diese Einweg-Dickfilmmelektroden aus Kohlenstoff (SPCE) haben eine mit Natrium-Ionophor modifizierte Arbeitselektrode. Sie sind für die Messung von Natriumionen mittels Open Circuit Potentiometry (OCP) in einem Konzentrationsbereich von 10-4 bis 1 M (von 2.3 bis 23000 ppm) vorgesehen.



#### **Mit Kalium-Ionophor modifizierte Dickfilmmelektroden aus Kohlenstoff**

Diese Einweg-Dickfilmmelektroden aus Kohlenstoff (SPCE) haben eine mit Kalium-Ionophor modifizierte Arbeitselektrode. Sie sind für die Messung von Kaliumionen mittels Open Circuit Potentiometry (OCP) in einem Konzentrationsbereich von 10-6 bis 1 M (von 0.039 bis 39000 ppm) vorgesehen.

Diese Kalium-Sensoren werden für das Arbeiten mit Mikrovolumen empfohlen und eignen sich auch für dezentrale und In-situ-Analysen.



#### **Mit Nitrat-Ionophor modifizierte Dickfilmmelektroden aus Kohlenstoff**

Einweg-Dickfilmmelektroden basieren auf einem Nitrat-Ionophor für die selektive Detektion dieses Ions. Empfohlen für das Arbeiten mit Mikrovolumen und ideal geeignet für dezentrale und In-situ-Analysen.



Mit Eisen-Ionophor modifizierte Dickfilmelektroden aus Kohlenstoff

Einweg-Dickfilmelektroden basieren auf einem Eisen(II)-Ionophor für die selektive Detektion dieses Ions. Empfohlen für das Arbeiten mit Mikrovolumen und ideal geeignet für dezentrale und In-situ-Analysen.